

**Bestimmung der intrahepatischen
Ultraschallreflexion bei Lebergesunden und
Leberkranken mit einem Ultraschallbildverfahren**

von

Volker Schmidt

aus

Hüttental-Weidenau

1971

1972 № 45

Aus der Medizinischen Klinik mit Poliklinik der

Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. Ludwig Demling

**Bestimmung der intrahepatischen Ultraschallreflexion
bei Lebergesunden und Leberkranken
mit einem Ultraschallbildverfahren**

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der Doktorwürde

der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Friedrich-Alexander-Universität

Erlangen-Nürnberg

Vorgelegt von

Volker Schmidt

aus Hüttental-Weidenau

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg.



Dekan: Professor Dr. G. Koch

Referent: Professor Dr. L. Demling

Tag der mündlichen Prüfung: 7. 9. 1971

Inhaltsverzeichnis

- 1. Einleitung**
 - 1.1 Einige Grundlagen der diagnostischen Ultraschallanwendung
 - 1.2 Schwächung des Ultraschalls im Gewebe
 - 1.3 Problemstellung
- 2. Methode**
 - 2.1 Apparatur
 - 2.2 Patientenauswahl
 - 2.3 Untersuchungsanordnung
 - 2.4 Auswertung der Meßergebnisse
 - 2.41 Prinzip
 - 2.42 Flächenindex
 - 2.43 Statistische Auswertung
- 3. Ergebnisse**
- 4. Diskussion**
- 5. Zusammenfassung**

Lebenslauf



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1. Einleitung

1.1 Einige Grundlagen der diagnostischen Ultraschallanwendung.

Mit Ultraschall bezeichnet man Schallwellen mit einer Frequenz über 20 000 Hz. Ultraschall kann elektrisch erzeugt und empfangen werden. Er läßt sich bündeln und richten. Innerhalb des Körpers breitet sich gebündelter Ultraschall geradlinig als Longitudinalwelle aus. Die Schallgeschwindigkeiten in Weichteilen sind der in Wasser ähnlich und liegen bei 1 500 m/sec. Die verschiedenen Weichteile des menschlichen Organismus weisen in dieser Hinsicht nur relativ geringe Unterschiede auf (FRUCHT).

Ultraschall unterliegt der Reflexion, Brechung, Beugung und Streuung. An der Grenzfläche zweier Medien mit unterschiedlichem Schallwellenwiderstand (Impedanz) wird der Ultraschallstrahl zum Teil reflektiert. Wie groß der reflektierte Anteil ist, hängt vom Verhältnis der benachbarten Schallwiderstände ab:

$$R = \frac{W_2 - W_1}{W_2 + W_1}$$

(R= Reflexionsfaktor, W_2 =Schallwiderstand im Medium 2, W_1 =Schallwiderstand im Medium 1)

Unter Schallwellenwiderstand versteht man das Produkt aus Dichte des Mediums und Schallwellengeschwindigkeit. Der Reflexionsfaktor beträgt zwischen Weichteilen des menschlichen Organismus in der Regel nur wenige Prozent des einfallenden Strahles. Der reflektierte Anteil des Ultraschallstrahles kann, sofern er auf Grund der Reflexionsgeometrie zur Schallsonde zurückgelangt, von dieser, die mittlerweile auf Empfang umgeschaltet wurde, empfangen werden. Die diagnostischen Ultraschallverfahren sind Reflexionsverfahren, die mit kurzen periodischen Ultraschallimpulsen arbeiten. Jeweils zwischen 2 Sendepulsen sind die Schallsonden auf Empfang geschaltet.

Das Durchstrahlen von Körperregionen zum Zweck diagnostischer Abbildung wird mit "scan" bezeichnet. Beim **eindimensionalen Ultraschall-Reflexionsverfahren (A-scan)** werden die empfangenen Impulse durch vertikale Auslenkung des Kathoden-Strahles dargestellt. ("Zackenschrift").

Die Amplitude einer Echozacke entspricht der Intensität des reflektierten Impulsanteils.

Beim zweidimensionalen Verfahren (B-scan) werden Einzellotungen eng nebeneinander gesetzt. Voraussetzung ist, daß anstatt der Echozacken Lichtpunkte auf dem Bildschirm erscheinen. Das als Lichtpunkt dargestellte Echo wird auf dem Bildschirm an einer Stelle abgebildet, die der zurückgelegten Laufstrecke entspricht. Größe und Helligkeit des einzelnen Punktes sind der reflektierten Schallintensität proportional. Auf diese Weise ergibt sich ein akustisches Abbild der durchschallten Körperregion von der Körperoberfläche ausgehend in die Körpertiefe.

Zweidimensionale Abbildungen können nach KRESSE auf verschiedenen Wegen erzielt werden:

a) Parallel scan (Abb. 1)

Im einfachsten Fall wird der Ultraschallschwinger auf einer geraden Schiene am Objekt entlang geführt. Die parallele Schallführung kann auch auf andere Weise mittels einer Ultraschall-Parabolspiegeloptik erzielt werden (2.1)

b) Divergent scan (Abb. 2)

Der Schallkopf wird auf einem zum Objekt konvexen Kreisbogenabschnitt bewegt.

c) Convergent scan (Abb. 3)

Der Schallkopf wird auf einem zum Objekt konkaven Kreisbogenabschnitt bewegt.

d) Gemischt scan

Die verschiedenen Richtungen der Ultraschalleinstrahlungen können miteinander kombiniert werden.

Beim Divergent scan "verdünnt" sich die Schallintensität im Objekt (Abb.2), beim Convergent scan "verdichtet" sie sich theoretisch zunehmend in Richtung auf einen "Brennpunkt" (Abb. 3).

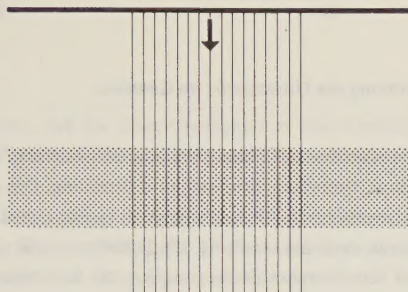


Abb. 1 Parallele Einstrahlung der Ultraschallstrahlen durch Entlangführen des Schwingers auf einer geraden Schiene.

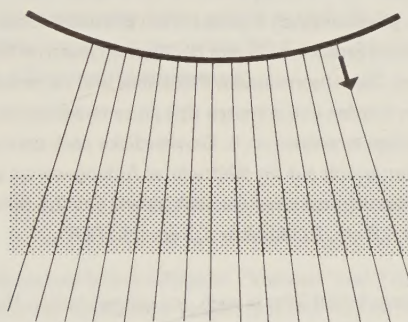


Abb. 2 Divergente Einstrahlung der Ultraschallstrahlen durch Entlangführen des Schwingers auf einem konvexen Kreisbogenabschnitt.

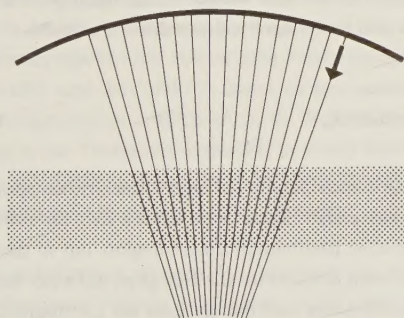


Abb. 3 Convergente Einstrahlung der Ultraschallstrahlen durch Entlangführen des Schwingers auf einem konkaven Kreisbogenabschnitt.

1.2 Schwächung des Ultraschalls im Gewebe.

In jedem Medium erfährt der Ultraschall eine Schwächung. Sie ist bedingt durch Absorption, Reflexion, Streuung und Brechung. Die wellenphysikalisch bedingte Divergenz des Ultraschallstrahls (außer dem Laser-Strahl) führt außerdem zu einer Schwächung. Die Schallintensität pro Flächeneinheit nimmt mit zunehmender Entfernung von der Schallquelle quadratisch ab (Abstandsgesetz).

Unter **Schallabsorption** versteht man die Umwandlung akustischer Energie in Wärme oder andere Energieformen. Ihr Ausmaß ist abhängig von der Frequenz, den physikalischen Eigenschaften des betreffenden Mediums und der durchlaufenen Strecke. In einem homogenen Material führt sie zu einem stetigen Verlust. Die Absorptionskoeffizienten sind für verschiedene Gewebearten gemessen worden und erweisen sich als unterschiedlich. Es lassen sich Halbwertschichten errechnen, d. h. Gewebedicke nach deren Durchdringung die Ultraschallintensität auf die Hälfte ihres Anfangswertes geschwunden ist. Diese Halbwertschicht bei einer Gerätefrequenz von 2,4 MHz. beträgt z. B. bei Rinderherz 0,9 cm, Rinderleber 1,7 cm (HÜTER).

Vom reflektierten Schall wird je nach den geometrischen Umständen nur ein Teil zur Schallsonde zurückgelangen; der Rest geht verloren.

An Reflektionsflächen mit einer Oberfläche, die im Vergleich zur Wellenlänge "rauh" ist, kommt es außerdem noch zur diffusen Streuung. Das Ausmaß der Streuung hängt ab von dem Verhältnis der Rauigkeit der Grenzfläche zur Wellenlänge und damit zur Frequenz des Ultraschalls.

1.3 Problemstellung

Die Helligkeit der Leuchtpunkte auf dem Bildschirm entspricht der Intensität des zurückkehrenden Echos. Je größer die Zahl der reflektierenden Grenzflächen in einer bestimmten Geweberegion, um so zahlreicher die Leuchtpunkte auf dem Bildschirm. Die Helligkeit auf einer bestimmten Fläche des Leuchtschirms muß mit der Zahl der Lichtpunkte steigen. Neben der Anzahl der Lichtpunkte spielt auch deren Intensität eine Rolle.

Demnach ist zu erwarten, daß die Gesamthelligkeit in einem bestimmten Bereich des Objektes Aufschluß über dessen Beschaffenheit geben kann.

Solche Helligkeitsmessungen sind nur sinnvoll, wenn die Ultraschall-Apparatur eine gleichmäßige Durchschallung des Objektes gewährleistet. Das ist nur beim Parallel scan der Fall. Beim Divergent scan "verdünnt" sich der einfallende Ultraschall zwangsläufig mit zunehmender Laufstrecke (Abb. 2) und beim Convergent scan "verdichtet" er sich theoretisch (Abb.3). Bei beiden sind außerdem Speicherröhren zum Aufbau des zweidimensionalen Bildes erforderlich. Speicherröhren bilden jedoch Graustufen sehr schlecht ab. Die auf ihnen erzeugten Bilder enthalten deshalb nur die intensivsten Reflexionsabbildungen und keine feinen Strukturen. Sie eignen sich deshalb nicht für eine Flächenhelligkeitsmessung.

2. Methode

2.1 Apparatur

Benutzt wurde das Ultraschall-Schnittbildgerät "Vidoson" der Firma Siemens AG. Es besteht aus Applikator, Gestell und Monitor mit Bildröhre.

Im Applikator befindet sich ein motorisch angetriebener Ultraschallsender in der Brennnlinie einer Ultraschall-Parabolspiegeloptik. Der Sender und der Spiegel liegen in Wasser. Patientenseitig ist der Applikator mit einer schalldurchlässigen Kunststoffolie verschlossen. Durch einen dünnen Ölfilm zwischen Folie und Haut wird ein luftfreier Kontakt erzielt. Bei der Rotation des Ultraschallsenders bewirkt der zylindrische Parabolspiegel parallelen Strahlenaustritt (KRAUSE und SOLDNER). Damit ist eine parallele Abtastung des Untersuchungsobjektes möglich (Abb. 4). Außerdem ist der Ultraschallsender längs seiner Drehachse motorisch in einem Bereich von 3,5 cm kontinuierlich verschiebbar. Ohne den Applikator versetzen zu müssen, kann man die Bildschnittebene in diesem Bereich verändern.

Der ausgesendete Ultraschallimpuls ist etwa $1 \mu \text{ sec}$ lang und wird in der Sekunde 2 000 mal wiederholt. Infolge der Pulsung des Ultraschalls ist die in einer Untersuchung eingestrahelte Gesamtenergie relativ gering. Die mitt-

lere Ultraschallintensität beträgt bei dem verwendeten Gerät etwa 10 mW/cm^2 . Demnach ist nur mit geringer Wärmeentwicklung zu rechnen. Tatsächlich bemerken die Patienten keine Erwärmung. Bei einer Ultraschallfrequenz von 2,5 MHz. beträgt die Wellenlänge ca. 0,75 mm. Bei der gegebenen Rotationsgeschwindigkeit des Ultraschallschwingers in Verbindung mit der Parabelspiegeloptik wird etwa 16 mal/sec ein Bild aufgebaut. Es besteht aus etwa 140 Vertikallinien. Dadurch entsteht für den Betrachter der Eindruck eines annähernd stehenden Bildes. Bewegungsvorgänge im Körperinneren wie z.B. Atemverschiebungen, Pulsationen usw. können deshalb direkt betrachtet werden.

Die bildbestimmenden Parameter des Gerätes können mit drei Reglern variiert werden.

Verstärkungs-Regler:

Lineare Verstärkung der Echosignale bis maximal 80 dB. Praktisch wirkt sie sich besonders auf die oberen, hautnahen Bildteile aus, weil ohne Rücksicht auf die Laufzeit eines Impulses verstärkt wird.

Tiefenausgleich-Regler:

Laufzeitproportionale Verstärkung. Sie kompensiert die entfernungsabhängige Ultraschallschwächung und bewirkt praktisch eine verbesserte Abbildung der tieferen, hautfernen Gewebeschichten.

Schwelle-Regler:

Dieser unterdrückt die Signale geringerer Intensität in einem stufenlos wählbaren Bereich zwischen 0 und 30%. Er läßt sich zur Verdeutlichung von Konturen und zur Beseitigung von Rauschen verwenden.

Zur Helligkeitsmessung wurde ein Cadmiumsulfid-Belichtungsmesser (Lunasix 3, Gossen) benutzt. Vor das Meßfenster des handelsüblichen Belichtungsmessers wurde ein innen schwarz mattiertes, zylindrisches Metall-

rohr von 5 cm Länge und 1,5 cm Lichtung als Lichtleiter montiert (RETENMAIER). Dadurch sind Konstanz des Abstandes zwischen Bildschirm und Belichtungsmesser und Konstanz der Meßfläche gewährleistet. Die Meßwerte sind auf einer linearen Skala ablesbar und können in Lux umgerechnet werden.

2.2 Patientenauswahl

Untersucht wurden insgesamt 89 Patienten (42 Frauen und 47 Männer) zwischen 19 und 75 Jahren. Die Zuteilung zu den 6 verschiedenen Gruppen (Tab.1) geschah in allen Fällen auf Grund der histologischen Diagnose. Als lebergesund wurden nur solche Personen betrachtet, bei denen außerdem auch die Serum-Transaminasen und die Bromsulphthalein-Retention normal waren.

Tab. 1 Diagnose der 89 untersuchten Patienten

Gruppe	n
Lebergesunde	42
Zirrhose	12
Chron. Hepatitis	9
Geringgradige Verfettung	12
Mittelgradige Verfettung	7
Ausgeprägte Fettleber	7
Insgesamt	89

2.3 Untersuchungsanordnung

Bei der Untersuchung liegt der Patient auf dem Rücken. Der Ultraschall-applikator wird parallel zur Körperlängsachse so aufgesetzt, daß ein möglichst großer Leberanteil durchschallt wird. Für die Messung muß eine intrahepatische Meßstrecke von 4,5 cm in anterior-posteriorer Richtung vorhanden sein. Messung 1 wurde unmittelbar subkapsulär, Messung 2 3 cm tiefer vorgenommen (Abb.5). Weitere Voraussetzungen für die Messung sind:

Die Schalleinstrahlung darf an der vorgesehenen Meßstelle nicht durch Rippen oder Knorpel behindert sein, da diese wesentlich mehr Schall absorbieren als Weichteile.

Der intrahepatische Gefäßbaum darf nicht im Meßbereich liegen, auch nicht im Verlauf der Atemverschiebung, weil er umschriebene intensive Reflexionen verursacht.

In den meisten Fällen sind diese Forderungen 3 cm rechts der Körpermittellinie erfüllt (Abb.6). Der Untersuchungsraum wurde während der Messung abgedunkelt, so daß Fremdlicht die Messung nicht stören konnte. Tiefenausgleich- und Schwelle-Regler blieben ausgeschaltet.

Die Helligkeit im Meßfeld 1 und Meßfeld 2 wurde zunächst bei einer Echoverstärkung von 30 dB, sodann bei 35, 40, 45, 50, 55, 60 dB gemessen und notiert.

2.4 Auswertung der Messergebnisse

2.4.1 Prinzip

Die Helligkeit des Geräteleuchtschirmes erreicht ihr Maximum bei einer Echoverstärkung von etwa 60 dB. Deshalb konnten nur die Lichtwerte gemessen werden, die bei Echoverstärkung im Bereich zwischen 30 und 60 dB erzielt wurden.

Im Meßort 2 sind die Lichtwerte kleiner als im Meßort 1, weil auf der Strecke zwischen Ort 1 und Ort 2 sämtliche Schwächungsfaktoren zur

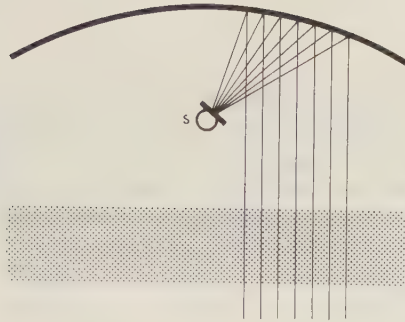


Abb. 4 Parallele Einstrahlung mittels eines rotierenden Ultraschallsenders (S) der im Brennpunkt eines Parabolspiegels liegt.

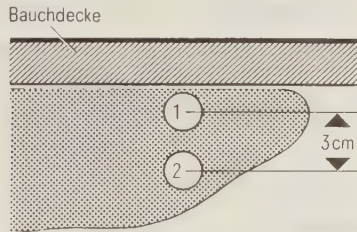


Abb. 5 Helligkeitsmessung im Ultraschallängsschnitt durch eine Leber. Das sendernahe Meßfeld 1 liegt direkt subkapsulär, das Meßfeld 2 liegt 3 cm tiefer. Durchmesser der Meßfelder 1,5 cm entsprechend einer intrahepatischen Fläche von $4,7 \text{ cm}^2$.

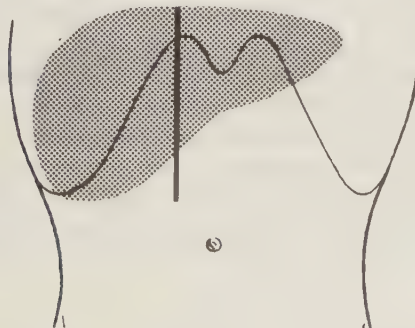


Abb. 6 Günstigste Meßbedingungen 3cm rechts der Mittellinie. Der longitudinale Strich entspricht der sagittalen Ultraschallängsschnittebene.

Wirkung kommen können. Die Distanz zwischen den Messorten ist in allen Fällen gleich. Daher kann die Schwächung, die aus der strahlungsphysikalisch bedingten Divergenz in jedem Falle resultiert, vernachlässigt werden. Wenn also die Schwächung zwischen Messort 1 und Messort 2 von Person zu Person unterschiedlich ist, müssen sich darin stoffliche Unterschiede der durchschallten Leber ausdrücken.

2.42 Flächenindex

Als handliche Maßzahl für die Fläche unter der Kurve der Lichtwerte aus dem Messort 1 wurde die Summe aller Lichtwerte $\Sigma 1$ eines jeden Patienten genommen. Sie heißt Flächenindex 1 (Abb. 7). Ebenso wurde mit den Lichtwerten aus dem Messort 2 verfahren. Diese Summe heißt Flächenindex 2 (Abb. 8). Auch die Differenz zwischen den Flächenindices ist für jeden einzelnen Patienten errechnet worden. (Tab. 14).

2.43 Statistische Auswertung

Hierzu wurde der parameterfreie Test von Kruskal und Wallis benutzt (WEBER). Dabei werden die jeweils entsprechenden Flächenindices aller untersuchten Patientengruppen mit Rangzahlen versehen. Der kleinste Flächenindex erhält die Rangzahl 1, der nächst größere die Rangzahl 2 usw., unabhängig davon, aus welcher Untergruppe der betreffende Flächenindex stammt. Für jede Gruppe werden schließlich die Rangzahlen summiert. Aus den Summen errechnet sich eine charakteristische Kennziffer H , die für eine vorgegebene Irrtumswahrscheinlichkeit und unter Berücksichtigung der Freiheitsgrade in einer χ^2 -Tafel geprüft werden kann. Der Test von Kruskal und Wallis wurde auf das Gesamtkollektiv angewendet. Dagegen wurden Unterschiede zwischen je zwei Untergruppen mit dem parameterfreien U-Test von Mann und Whitney (WEBER) auf Signifikanz geprüft. Auch bei diesem Test handelt es sich um einen Rangtest.

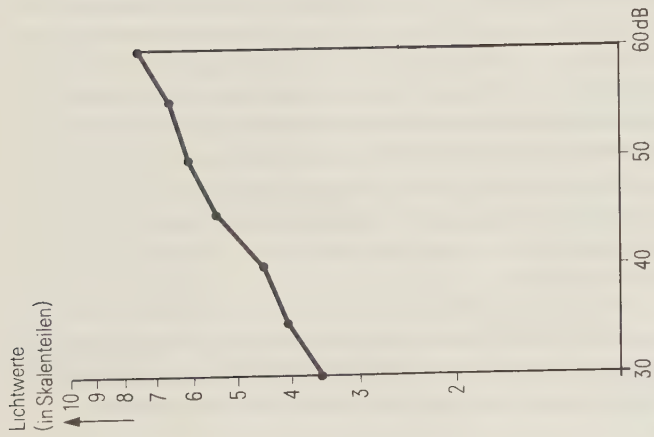


Abb. 7 Der Flächenindex 1 kennzeichnet die Fläche unter der Kurve, die sich aus den Lichtwerten im subkapsulären Meßfeld bei den Echoverstärkungen von 30 bis 60 dB ergibt.

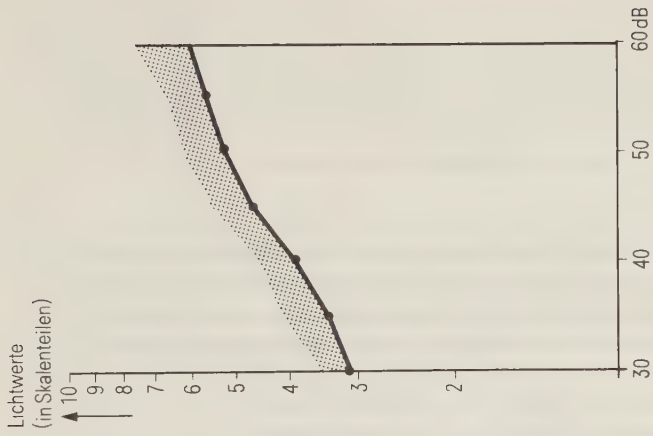


Abb. 8 Der Flächenindex 2 kennzeichnet die Fläche unter der Kurve, die sich aus den Lichtwerten im 3 cm tiefer gelegenen Meßfeld bei den Echoverstärkungen von 30 bis 60 dB ergibt. Die punktierte Fläche entspricht der Differenz der Flächenindices 1 und 2.

3. Ergebnisse

Die Lichtwerte im subkapsulären Messfeld sind in Tab. 2 bis 7 dargestellt.

Tab. 8 bis 13 zeigen die Lichtwerte in einem Messfeld, das 3 cm tiefer im Lebergewebe liegt.

In der letzten Spalte dieser Tabellen sind die Flächenindices eines jeden Patienten eingetragen. Die Flächenindices von allen Patienten des Kollektivs wurden in der unter 2.43 beschriebenen Weise mit Rangzahlen versehen. Die Summen der Rangzahlen jeder der 6 Patientengruppen und die daraus errechnete Kennziffer H sind in Tab. 15 bis 17 dargestellt.

Im Gesamtkollektiv ergeben sich beim Flächenindex 1 (Tab. 15) signifikante Unterschiede ($2,5\% > p > 1\%$), beim Flächenindex 2 (Tab. 16) hochsignifikante Unterschiede ($0,5\% > p > 0,1\%$).

Werden die Differenzen zwischen den Flächenindices 1 und 2 eines jeden Patienten, die in Tab. 14 dargestellt sind, in derselben Weise behandelt, so ergeben sich nur nichtsignifikante Unterschiede ($20\% > p > 10\%$).

Aus den mittleren Rangzahlen der einzelnen Gruppen ist ersichtlich, daß die Unterschiede zwischen den drei Gruppen mit verschiedenen Verfettungsgraden gering sind. Wenn man diese drei Gruppen vereinigt, zeigen sich die Unterschiede beim Flächenindex 1 deutlicher (Tab. 15), beim Flächenindex 2 unverändert (Tab. 16), bei der Differenz der beiden Flächenindices deutlicher (Tab. 17).

Der Test von Kruskal und Wallis läßt keine Schlüsse darüber zu, zwischen welchen Untergruppen des Gesamtkollektivs signifikante Unterschiede vorhanden sind. Hierüber gibt der U-Test Aufschluß.

Es zeigt sich, daß der **Flächenindex 1** bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber signifikant höher ist als bei Lebergesunden (Tab. 18). Die übrigen Untergruppen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

Der **Flächenindex 2** ist bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber signifikant höher als bei den Lebergesunden (Tab. 19). Die übrigen Untergruppen unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

Die **Differenz der beiden Flächenindices** ist bei der Gruppe mit Zirrhose signifikant größer als bei den Lebergesunden und bei der Gruppe mit chronischer Hepatitis (Tab. 20). Bei den übrigen Untergruppen zeigen sich keine signifikanten Unterschiede.

4. Diskussion

Bei dem verwendeten Ultraschallverfahren werden auch feine intrahepatische Strukturen aufgezeichnet. Hierzu ist der eingangs beschriebene schnelle Bildaufbau (2.1) eine Voraussetzung. Andere B-scan-Methoden bauen das Bild langsam auf speichernden Braun'schen Röhren auf, die aus technischen Gründen weniger in der Lage sind, feinere Strukturen abzubilden.

Bei der angewandten Meßmethode werden die Strukturechos in einem definierten Meßfeld innerhalb der Leber integral erfaßt (RETTENMAIER). Mit den Flächenindices wird die Helligkeit über einen konstanten Echoverstärkungsbereich zusammengefaßt. Sie sind deshalb ein Maß für die Helligkeit in einer umschriebenen Bildschirmfläche, die einer umschriebenen Leberregion entspricht. Die betreffende Leberregion ist in sagittaler Richtung ausgedehnt, d.h. das intrahepatische Meßfeld hat eine anterior-posteriore Ausdehnung. In einer bestimmten integralen Helligkeit können sich zweierlei Konstellationen ausdrücken: Eine große Anzahl von Echoabbildungen mäßiger Lichtintensität, oder eine geringere Anzahl von Echoabbildungen hoher Lichtintensität. Die verwendete integrale Meßmethode erlaubt nicht zu unterscheiden, ob die eine oder andere Konstellation überwiegt. Da Ultraschallechos nur an Grenzflächen zwischen Medien unterschiedlicher Impedanz entstehen, bedeutet die größere integrale Helligkeit auf jeden Fall, daß in der betreffenden Leberregion mehr bzw. stärkere Strukturveränderungen vorliegen als bei geringerer integraler Helligkeit.

Aus den Ergebnissen kann demnach geschlossen werden, daß im subkapsulären Meßfeld eine größere Helligkeit mit einer stärker ausgeprägten akustischen Inhomogenität zusammenhängt.

In dem tiefer intrahepatisch gelegenen Meßfeld beeinflussen dieselben Faktoren die Bildhelligkeit. Die Schallimpulse haben jedoch vor ihrer Ankunft in dieser Meßregion eine Leberschicht von bestimmter Dicke durchdrungen und sind dabei geschwächt worden (1.2). Hat die Schwächung bei verschiedenen Individuen unterschiedliche Ausmaße, so werden die Reflexionen in der Meßregion, bei einer angenommenen gleichen Reflexstruktur, in dem Maße stark oder schwach sein, wie die ankommende Schallintensität groß oder gering ist. Demnach sagt die Helligkeit im tiefer intrahepatisch gelegenen Meßfeld zusätzlich etwas aus über die Intensitätsverluste in der durchdrungenen Leberschicht (RETENMAIER).

Eine Schallschwächung ist zweifellos auch in den Bauchdecken vorhanden und wird die Helligkeit im subkapsulären Meßfeld modulieren. Sie geht aber auch in die Helligkeitsmessung der tiefer intrahepatisch gelegenen Meßregion ein. Somit konnte sie bei den vorhandenen Untersuchungen vernachlässigt werden.

Die Helligkeit im **subkapsulären Meßfeld** ist bei der Gruppe mit Zirrhose am größten, bei der Gruppe der Lebergesunden am geringsten (Tab. 15). Der Unterschied ist hoch signifikant. Auch die Helligkeit bei den Gruppen mit chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber ist signifikant größer als bei den Lebergesunden (Tab. 18).

Die Gruppen mit gering- und mittelgradiger Verfettung erreichen eine Helligkeit, die größer erscheint als bei den Lebergesunden, kleiner als bei der Gruppe mit ausgeprägter Fettleber; diese Unterschiede sind jedoch nicht signifikant. Helligkeitsunterschiede zwischen den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber unterscheiden sich statistisch nicht.

Es sind also gerade die Leberkrankheiten mit strukturellen, großenteils irreversiblen Veränderungen, die sich auf Grund dieser Messungen von gesunden Lebern klar unterscheiden. Die reversiblen Leberveränderungen, bei den geringeren Graden der Verfettung lassen sich von gesunden Lebern nicht unterscheiden.

Das 3 cm **tiefer gelegene intrahepatische Meßfeld** weist gleichfalls bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber eine signifikant größere Helligkeit auf als bei den Lebergesunden (Tab. 19).

Auch hier ist die Helligkeit bei den Lebergesunden am geringsten (Tab. 16) und unterscheidet sich nicht von der Helligkeit der Gruppe mit geringgradiger Verfettung. In der Gruppe mit mittelgradiger Verfettung erscheint die Helligkeit größer als bei den Lebergesunden und der Gruppe mit geringgradiger Verfettung; der Unterschied erreicht aber nicht die Signifikanzschwelle.

Gemessen an den mittleren Rangzahlen der Tab. 15 bzw. 16 lassen sich die drei klinisch schwerwiegenden Krankheitsgruppen nach abnehmender Helligkeit folgendermaßen rangieren:

im Subkapsulären Meßfeld

1. Zirrhose
2. Ausgeprägte Fettleber
3. Chronische Hepatitis

im tieferen Meßfeld:

1. Ausgeprägte Fettleber
2. Chronische Hepatitis
3. Zirrhose

Wenn auch signifikante Unterschiede zwischen diesen Gruppen nicht gefunden werden konnten, so ist doch auffallend, daß die Gruppe mit Zirrhose im tieferen Meßfeld anscheinend nicht mehr wie im subkapsulären Meßfeld die größte Helligkeit aufweist. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, daß auf dem Weg durch die zirrhotische Leber die Schallimpulse mehr geschwächt werden als bei anderen Lebern.

Die **Differenz** zwischen der Helligkeit im subkapsulären Meßfeld und der Helligkeit im tieferen Meßfeld ist ein Maß für den Intensitätsverlust auf dieser konstanten Distanz. Im Test nach Kruskal und Wallis werden nach Zusammenlegen der drei Gruppen mit Verfettung signifikante Unterschiede angezeigt (Tab. 17). Im U-Test erweist sich, daß die Helligkeitsdifferenz bei der Gruppe mit Zirrhose signifikant größer ist als bei den Lebergesunden und bei der Gruppe mit chronischer Hepatitis (Tab. 20).

Dieser Unterschied zwischen den Gruppen mit Zirrhose und chronischer Hepatitis stützt die Hypothese, daß die Ultraschallimpulse in der zirrhotischen Leber mehr geschwächt werden als bei der chronischen Hepatitis und den Lebergesunden.

Diese Ergebnisse stimmen in den Hauptlinien mit denen überein, die RETTENMAIER mit der gleichen Ultraschall-Schnittbildapparatur, jedoch mit anderen Meß- und Auswertungsmethoden erzielte. Die morphologischen Unterschiede, die eine histologische Differenzierung der untersuchten Leberkrankheiten ermöglichen, wirken sich sowohl bei der Reflexion wie bei der Schwächung des diagnostischen Ultraschalls ursächlich in einem Maße aus, das mit der zweidimensionalen Bildmethode nach RETTENMAIER quantitativ erfaßt werden kann. Wenn auch mit den von RETTENMAIER angegebenen Verfahren feinere diagnostische Differenzierungen vorgenommen werden können, so läßt die grundlegende Übereinstimmung der Ergebnisse doch den Schluß zu, daß die im Hinblick auf die praktische Anwendung vereinfachte Meß- und Auswertungsmethode ausreicht, Lebern mit histologisch verifizierter Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Verfettung von klinisch, blutchemisch und histologisch normalen Lebern zu unterscheiden.

Soweit die Ergebnisse sich auf die Anzahl bzw. Intensität der intrahepatischen Strukturechos beziehen, tendieren sie in gleicher Richtung wie die, die SCHENTKE und RENGGER mit der A - scan- Methode erhielten. Diese Autoren nahmen als Kriterien für Strukturumbau der Leber die Anzahl und Amplituden der A - scan- Zwischenechos. Sie konnten zeigen, daß beide Parameter vor allem bei Leberzirrhose erhöht sind. Die Auswertung ist einfacher als die in vorliegender Untersuchung. Ein wesentlicher Vorteil der B - scan- Methode ist jedoch, daß der Untersucher anhand des Schnittbildes direkt visuell erkennen kann, ob die Echos von den tatsächlich interessierenden diffusen intrahepatischen Strukturen ausgehen oder von umschriebenen Gebilden wie Blutgefäßen, Gallengängen usw., die man in dieser Hinsicht als störende oder verfälschende Faktoren einstufen muß. Über die Schallschwächung machen diese Autoren keine Aussage. In der vorliegenden Untersuchung ermöglicht erst die Erfassung der Schallschwächung die Unterscheidung von chronischer Hepatitis (geringe Schwächung) und Zirrhose (hochgradige Schwächung). Gerade diese Unterscheidung ist für die Beurteilung eines Krankheitsverlaufes wichtig.

5. Zusammenfassung

Ultraschall wird an Grenzflächen zwischen Substanzen unterschiedlicher Dichte in umso größerem Ausmaß reflektiert, je größer die Dichteunterschiede sind. Bei den diagnostischen Ultraschall-Reflexionsverfahren werden die so entstandenen Reflexionen oder Echos elektronisch verstärkt und laufzeitproportional auf einem Oszilloskopschirm abgebildet. Die für vorliegende Untersuchung verwendete Apparatur sendet parallele Ultraschallimpulse in ca. 0,8 mm seitlichem Abstand ins Gewebe. Die Echos ergeben ein zweidimensionales Abbild der durchschallten Körperregion. Die Echointensität ist innerhalb bestimmter Grenzen und bei bestimmter Qualität der Bildröhre proportional zur Abbildungshelligkeit.

Somit kann die Bildhelligkeit einer bestimmten Bildschirmfläche prinzipiell als Maß für die Zahl bzw. akustische Wirksamkeit von Grenzflächen in der korrespondierenden Leberregion angesehen und diagnostisch verwertet werden.

Bei insgesamt 42 Lebergesunden und 47 Patienten mit Leberzirrhose, chronischer Hepatitis und Leberverfettung verschiedener Grade wurden photoelektrisch Helligkeitsmessungen auf dem Oszilloskopschirm vorgenommen. Die Meßfelder von konstanter Fläche entsprachen einer direkt subkapsulär und einer 3 cm tiefer gelegenen Leberregion. Die Helligkeitswerte aus beiden Meßfeldern in dem Echoverstärkungsbereich von 30 bis 60 dB wurden in jedem Einzelfall zu einem sogenannten "Flächenindex" summiert. Dieser Flächenindex ist in dem tiefergelegenen Meßfeld wegen der Schallschwächung im Gewebe kleiner als im subkapsulären Feld.

Nach Auswertung mit parameterfreien statistischen Methoden zeigt sich, daß in beiden Meßfeldern der Flächenindex bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und Fettleber signifikant höher ist als bei Lebergesunden und den Gruppen mit geringgradiger Verfettung. Die Differenz der beiden Flächenindices als Maß für die Schallschwächung im Gewebe ist am größten bei Zirrhose, größer als bei den Lebergesunden und als bei der Gruppe mit chronischer Hepatitis.

Die Ergebnisse stimmen mit denen überein, die von anderen Autoren mit anderen Methoden erzielt wurden und beweisen die praktische Brauchbarkeit der hier beschriebenen Meß- und Auswertungsmethode.

Tab. 2 Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers)
in einem subkapsulären Meßfeld.
42 Lebergesunde

Pat.Nr.	Echoverstärkung in dB							Quersumme = "Flächenindex"
	30	35	40	45	50	55	60	
1	3,4	4,6	5,5	6,6	7,1	7,6	8,1	42,9
2	3,8	4,6	5,0	5,5	6,3	6,7	7,3	39,2
3	5,0	5,5	6,2	6,7	8,5	8,9	10,6	51,4
4	5,7	6,2	6,2	6,3	6,9	7,5	8,2	47,0
5	3,5	5,0	5,5	6,9	7,8	8,7	11,1	48,5
6	4,3	5,5	6,4	7,7	9,2	9,9	11,8	54,8
7	4,8	5,2	5,5	6,0	6,5	7,4	7,9	43,3
8	5,2	6,0	6,1	7,1	7,9	8,3	9,1	49,7
9	3,6	4,4	5,3	6,5	7,2	7,6	8,5	43,1
10	3,0	4,2	5,0	6,0	6,4	8,1	9,0	41,7
11	3,1	4,3	5,5	6,2	7,6	8,2	9,5	44,4
12	2,5	4,0	4,7	6,0	7,4	8,6	8,1	41,3
13	2,4	4,2	5,3	5,7	8,2	8,7	9,5	44,0
14	3,9	4,7	4,7	5,4	7,0	7,3	8,7	41,7
15	4,8	5,0	6,2	6,7	7,8	7,3	7,0	44,8
16	4,5	5,3	5,3	7,2	7,0	7,7	7,6	44,6
17	4,2	4,6	5,0	6,0	6,6	7,2	8,7	42,3
18	4,6	5,4	6,1	7,0	7,5	8,7	9,2	48,5
20	4,1	4,5	5,1	5,6	6,3	6,6	7,3	39,5
21	4,2	5,1	5,6	6,1	7,2	8,0	9,3	45,5
22	4,6	5,5	6,5	7,3	7,7	8,3	9,1	49,0
23	4,5	5,5	6,0	7,1	8,1	9,6	11,1	51,9
24	4,0	4,4	5,2	5,7	6,4	6,7	7,4	39,8
25	3,5	4,2	5,0	6,2	7,0	7,4	8,5	41,8
26	4,1	4,7	5,6	6,1	6,7	7,1	8,2	42,5
27	5,5	6,2	6,5	8,2	9,0	9,2	9,8	54,4
28	4,0	5,0	5,6	6,9	8,0	8,3	9,4	47,2
29	4,6	5,2	5,8	7,5	9,2	9,6	10,1	52,0
33	5,2	6,5	7,8	8,9	11,1	11,7	13,0	64,2
36	4,0	5,0	5,4	6,0	6,2	6,9	9,0	42,5
38	4,5	5,2	5,6	6,1	6,8	7,1	7,9	43,2
39	2,3	3,8	4,3	5,4	5,8	6,5	7,3	35,4
40	4,6	4,9	5,2	5,9	6,7	7,4	8,5	43,2
41	4,0	4,3	4,7	5,3	5,8	6,2	6,9	37,2
42	4,3	4,5	5,1	5,5	6,1	6,5	7,4	39,4
43	4,0	4,5	5,1	6,2	6,8	7,4	7,8	41,8
44	4,3	5,0	5,1	5,5	6,2	6,9	8,2	41,2
45	3,3	4,0	4,7	6,1	7,2	7,5	8,2	41,0
47	3,3	4,3	4,7	5,6	6,1	6,4	7,3	37,3
48	3,6	4,0	4,3	5,5	6,1	6,3	7,0	36,8
49	4,0	5,0	5,4	6,2	6,7	7,3	7,5	42,1
50	3,4	4,1	5,2	7,4	7,7	8,2	10,2	46,2

Gesamt 1868,7

n = 42

Mittelwert 44,5

Tab. 3 Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers) in einem subkapsulären Meßfeld.
12 Fälle mit Zirrhose

[illegible]

Tab. 4 Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers) in einem subkapsulären Meßfeld.
9 Fälle mit chronischer Hepatitis

[illegible]

Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers) in einem Meßfeld, das 3 cm tiefer als das subkapsuläre Meßfeld liegt.

42 Lebergesunde

1420,0
33,8

Tab. 9 Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers) in einem Meßfeld, das 3 cm tiefer als das subkapsuläre Meßfeld liegt.
12 Fälle mit Zirrhose

Pat.Nr.	Echoverstärkung in dB							Quersumme
	30	35	40	45	50	55	60	= "Flächenindex"
201	4,0	4,6	5,1	6,0	6,2	6,4	7,9	40,2
202	3,1	3,3	3,7	5,0	5,3	5,5	6,0	31,9
203	2,5	3,3	4,3	5,0	5,5	5,9	6,0	32,5
204	3,2	4,2	4,4	4,8	5,5	5,9	6,1	34,1
205	3,0	3,3	3,8	4,3	5,2	5,5	6,1	31,2
206	4,8	5,1	5,2	5,4	5,6	6,2	6,5	38,8
207	4,9	5,2	5,4	5,9	6,2	7,2	8,9	43,7
208	4,6	4,8	4,7	5,0	5,6	5,7	6,5	36,9
209	5,5	5,6	5,5	5,0	5,4	5,8	6,4	39,2
210	5,5	5,6	5,6	5,3	5,3	5,5	6,1	38,9
211	5,6	5,4	5,4	5,4	5,7	6,2	6,5	40,2
212	5,2	5,3	5,3	5,1	5,5	6,0	7,1	39,5
Gesamt								447,1
n = 12								
Mittelwert								37,3

Tab. 10 Lichtwerte (in Skalenteilen des Lichtmessers) in einem Meßfeld, das 3 cm tiefer als das subkapsuläre Meßfeld liegt.

[illegible]

Tab. 15

Flächenindex 1
als Maß für die Helligkeit im subkapsulären Meßfeld

Flächenindex 1	Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber
Summe der Rangzahlen	1500,0	789,5	455,0	568,5	331,5	360,5
n	42	12	9	12	7	7
Mittlere Rangzahl	35,7	65,8	50,7	47,4	47,3	51,3
Kennziffer * bei 5 Freiheitsgraden	H = 14,2 (2,5% > p > 1%)					
Kennziffer * bei 3 Freiheitsgraden	H = 14,1 (0,5% > p > 0,1%)					
	Summe der Rangzahlen 1260,5 n 26 Mittlere Rangzahl 48,5					

* Kruskal-Wallis-Test

als Maß für die Helligkeit in einem Meßfeld,
das 3 cm tiefer als das subkapsuläre Meßfeld liegt

	Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber
Flächenindex 2						
Summe der Rangzahlen	1482,0	683,5	578,0	423,5	384,0	454,0
n	42	12	9	12	7	7
Mittlere Rangzahl	35,3	56,9	64,1	35,3	54,8	64,8
Kennziffer * bei 5 Freiheitsgraden	H = 20,3 (0,5% > p > 0,1%)					
Kennziffer * bei 3 Freiheitsgraden	H = 14,0 (0,5% > p > 0,1%)					
	Summe der Rangzahlen				1261,5	
	n				26	
	Mittlere Rangzahl				48,5	

* Kruskal-Wallis-Test

Tab. 17

Differenz der Flächenindices 1 und 2

	Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber
Differenz zwischen Flächenindex 1 und 2						
Summe der Rangzahlen	1705,0	760,0	335,5	570,0	302,0	332,5
n	42	12	9	12	7	7
Mittlere Rangzahl	40,6	63,2	37,4	47,5	43,2	47,6
Kennziffer * bei 5 Freiheitsgraden	H = 8,3 (20% > p > 10%)					
Kennziffer * bei 3 Freiheitsgraden	H = 8,1 (5% > p > 2,5%)					
					Summe der Rangzahlen n	1204,5 26
					Mittlere Rangzahl	46,3

* Kruskal-Wallis-Test

Tab. 18

Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber

Der Flächenindex 1 ist bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber signifikant größer als bei den Lebergesunden (U-Test).

Tab. 19

Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber

Der Flächenindex 2 ist bei den Gruppen mit Zirrhose, chronischer Hepatitis und ausgeprägter Fettleber signifikant größer als bei den Lebergesunden (U-Test).

Tab. 20

Lebergesunde	Zirrhose	Chronische Hepatitis	Geringgrad. Verfettung	Mittelgrad. Verfettung	Fettleber

Die Differenz der Flächenindices ist bei den Gruppen mit Zirrhose und chronischer Hepatitis signifikant größer als bei den Lebergesunden (U-Test).

Literatur

- FRUCHT, A.-H.: Die Schallgeschwindigkeit in menschlichen und tierischen Geweben.
Z.ges. exp. Med. 120, S. 526 - 557 (1953)
- HÜTER, Th.: Messung der Ultraschallabsorption in tierischen Geweben und ihre Abhängigkeit von der Frequenz.
Die Naturwissenschaften 35, 285 (1948)
- KRAUSE, W. und R.SOLDNER: Ultraschallbildverfahren (B-scan) mit hoher Bildfrequenz für medizinische Diagnostik.
Electromedica 4, S. 8 (1967)
- KRAUTKRÄMER, G. und H.KRAUTKRÄMER: Werkstoffprüfung mit Ultraschall.
Springer Verlag Berlin 1961
- KRESSE, H.: Die Weiterentwicklung von Ultraschall-Scanning Methoden.
Vortrag 1. Weltkongress für Ultraschall-Diagnostik in der Medizin, Wien 1969 (in Druck)
- RETTENMAIER, G. und L.DEMLING: Studies to quantify the ultrasonic tomogram of the liver.
Vortrag 4. meeting of the International Association for the study of the liver.
Helsingør 1970
- RETTENMAIER, G.: Untersuchungen zur Auswertungsmethodik von Ultraschallschnittbildern der Leber.
Habilitationsschrift
- SCHENTKE, K.U. und F. REINER: Ultraschalluntersuchungen bei diffusen Leberkrankheiten.
Dtsch. Gesundheitswesen 21, 1013 (1966)
- WEBER, E. Grundriß der biologischen Statistik.
5. Auflage, Fischer Verlag Jena 1964

Herrn Professor Dr. L. Demling danke ich vielmals für die
Überlassung des Themas.

Besonderer Dank gilt auch Herrn Oberarzt Dr. G. Rettenmaier
für die Unterstützung bei der Ausarbeitung.

Lebenslauf

Am 8. April 1944 wurde ich als Sohn des Verwaltungsdirektors Friedrich Schmidt und dessen Ehefrau Wilhelmine, geb. Haardt, in Weidenau (Sieg) geboren.

Nach Besuch der Grundschule wechselte ich in das Fürst-Johann-Moritz-Gymnasium in Weidenau über. Hier bestand ich im Februar 1965 das Abitur und begann im Sommer-Semester 1965 mit dem Medizinstudium an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg. Im Winter-Semester 1967/68 legte ich die ärztliche Vorprüfung ab.

Das medizinische Staatsexamen bestand ich im Juli 1971.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990